

median-verlag

Hans-Jürgen von Killisch-Horn, Heidelberg

# Frequency Characteristics of Recent Broad Band Receivers

*Hugh S. Knowles*

*Mead C. Killion*

17. Jahr/Vol. 17    Juli/July 1978    Sonderdruck/Special Issue    Nr. 3 + Nr. 4

**Inhalt**

**Wiedergabekurven neuer  
Breitbandhörer**

**Hugh S. Knowles  
Mead C. Killion**

**Contents**

**Frequency Characteristic  
of Recent Broad Band Receivers**

Reprinted from  
**JOURNAL OF AUDIOLOGICAL TECHNIQUE**  
Vol. 17, pp 86-99 and 136-140. (May and July, 1978)

# Wiedergabekurven neuer Breitbandhörer

Hugh S. Knowles  
Mead C. Killion

*Zusammenfassung Nähere Einzelheiten der Schallzuführung und der Ohrpaßstücke als Verbindung vom Hörer zum Gehörgang, die die Wiedergabekurve glätten und die Übertragung zu den hohen Frequenzen ausdehnen sollen, werden zunehmend kritisch, wenn die vorhandenen Möglichkeiten der Breitbandhörer ausgenutzt werden sollen. Die Rolle des Hörgeräte-Akustikers ist wichtig, weil er die Gesamtwiedergabe des Hörgerätes zu beurteilen hat. Die Gestaltung der Teile, die das Gerät mit dem Gehörgang koppeln, ist nämlich für die Schallübertragung von Bedeutung.*

## Einleitung

In dieser Arbeit werden die Effekte beschrieben, die auf die Wiedergabe von Breitbandhörern und -Hörgeräten bei den hohen Frequenzen durch die Modifikation der Ohrpaßstücke wirken. Die Technik der Gestaltung der Ohrpaßstücke kann ein nützliches Werkzeug sein, um die Hörgeräte-Eigenschaften bei den hohen Frequenzen beeinflussen zu können, wie sie es schon jetzt für die Wiedergabe an der unteren Frequenzgrenze ist. Wenn klinische Befunde darüber vorliegen, in welcher Form eine Wiedergabe der hohen Frequenzen für größte Sprachverständlichkeit benötigt wird und wenn praktische Erfahrungen mit Breitbandhörgeräten den Betrag der Betonung hoher Frequenzen bestätigen, die vom Standpunkt eines zufriedenen Benutzers wünschenswert sind, kann der Hörgeräte-Akustiker diese Technik benutzen, um die gewünschte Wiedergabe dem Patienten zukommen zu lassen.

Die Arbeit enthält drei Teile:

*Teil 1* behandelt die Bedeutung des Ohrpaßstückes, das die Wiedergabe der hohen Frequenzen eines Breitbandhörers bestimmt.

*Teil 2* behandelt die Grundmethoden für das Glätten der Leitungsresonanzen und für das Verbessern der Wiedergabekurve von Hörgeräten bei hohen Frequenzen.

*Teil 3* behandelt einige spezifische Gestaltungen von Ohrpaßstücken für die Wiedergabe der hohen Frequenzen.

## 1. Die Bedeutung des Ohrpaßstückes

### 1.1. Definition des Breitbandhörers

Der Begriff Breitband wurde bisher auf einen Hörer angewandt, dessen obere Grenzfrequenz bei mindestens 6 kHz lag. Werden Subminiatur-Breitbandhörer in HdO-Hörgeräten eingebaut, so kann die obere Grenzfrequenz nicht ohne die zugeordnete Beschreibung erfolgen, die über das Ankoppeln des Hörers an das Ohr aussagt. Die den Schall vom Hörer zum Gehörgang leitenden Verbindungen können nämlich so gestaltet werden, daß die Wiedergabe der hohen Frequenzen verringert oder gesteigert werden kann.

Mit einer optimalen Verbindung zum Gehörgang sind die neuen Breitbandhörer in der Lage, einen wesentlich erweiterten Fre-

## Introduction

This paper discusses the effect of earmold modifications on the high-frequency response of wideband receivers and hearing aids. These earmold modification techniques can provide useful tools for controlling the high-frequency response of hearing aids. These tools can be as effective as the earmold modifications now used to control the low frequency response of hearing aids. As clinical evidence becomes available on what high-frequency response is needed for maximum speech discrimination, and practical experience with wideband hearing aids indicates the amount of high-frequency emphasis that is desirable from the standpoint of user satisfaction, the hearing aid technician can use these techniques to ensure that the desired response is delivered to the user.

The paper is divided into three sections:

*Section 1* discusses the importance of the earmold in determining the high-frequency response of a wideband receiver. The term "wideband" cannot even be properly defined without considering the earmold.

*Section 2* discusses basic methods for smoothing the tubing resonances and improving the high-frequency response of hearing aids.

*Section 3* discusses some specific high-frequency earmold constructions.

## 1. The importance of the earmold

### 1.1. A wideband receiver defined

When applied to a receiver, the term wideband has traditionally been reserved for receivers whose upper cut-off frequency is at least 6 kHz. In the case of subminiature wideband receivers designed for use in behind-the-ear hearing aids, however, the upper cut-off frequency of the receivers cannot be defined without an accompanying description of the way the receiver is coupled to the ear. The tubing that conducts sound from the receiver to the ear canal can be selected to reduce or increase the high-frequency response of such a receiver.

With optimum coupling to the ear, the new wideband receivers are capable of a much wider frequency response than was possible with earlier receivers. The curves in Fig. 1 show a compari-

# Frequency Characteristic of Recent Broad Band Receivers

**Summary** *Details of the tubing and ear mold used to couple a receiver to the ear, flatten the response curve, and extend the high frequency response become increasingly critical when the potentialities of broad band receivers are to be realized. The role of the hearing aid dispenser is important in controlling the overall aid response since his selection of the coupling means markedly influence the response of the aid on the wearer.*

quenzbereich als frühere Typen wiederzugeben. Die Wiedergabekurven der Abb. 1 zeigen einen Vergleich zwischen zwei oft benutzten Hörerbauarten: ein konventioneller und ein neuer Breitbandhörer. Beide sind an einem Zwislocki-Ohrsimulator [1] gemessen, der die gleiche Impedanz wie die des Mittelwertes menschlicher Ohren hat. Die Hörer sind in einem Hörgeräte-Gehäuse eingebaut und mit einer gedämpften Schalleitung von 40 mm Länge an den Ohrsimulator angekoppelt worden.

Die obere Grenzfrequenz von 9 kHz, die für den Hörertyp BP 1817 in Abb. 1 zu sehen ist, kann leicht auf eine solche von 6 kHz, von 4 kHz oder selbst von 3 kHz reduziert werden, wenn eine »falsche« Kombination von Schalleitung und Ohrpaßstück benutzt wird. Ähnlich wird die Wiedergabekurve eines Subminiatur-Breitbandmikrophons im wesentlichen mehr durch die Schallzuführung zum Mikrophon bestimmt als durch die dem eigentlichen System zugeordnete Wiedergabekurve (die zum Beispiel bis 15 kHz und selbst darüber ausgedehnt sein kann). Von solcher Betrachtung her ist es klar, daß im Hörgerät eingebaute Breitbandmikrophone und Breitbandhörer nicht notwendigerweise zu einem Breitbandhörgerät führen. Viele Faktoren können vom Hörgeräte-Akustiker nicht beeinflusst werden,

son between two widely used subminiature receivers: a conventional receiver and a newer wideband receiver, both measured in a Zwislocki-type ear simulator [1], which simulates the impedance of an average human ear. The receivers were mounted in hearing aid cases and coupled to the Zwislocki coupler with 40 mm length of damped earmold tubing.

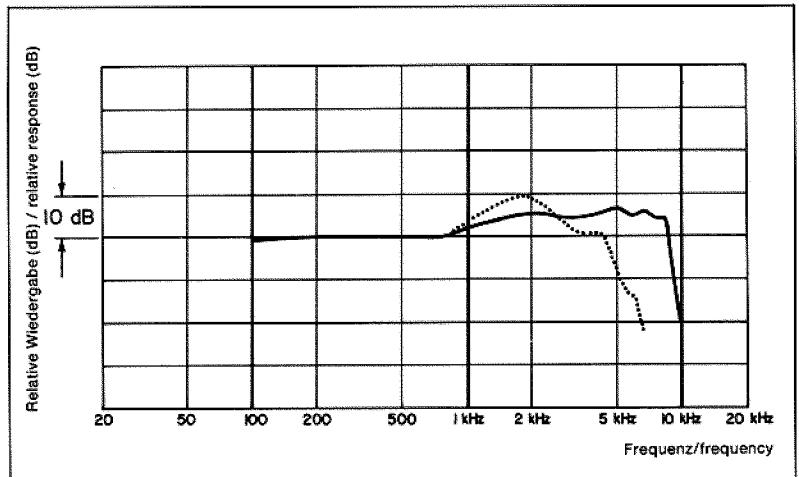
The 9 kHz upper cut-off frequency shown in Fig. 1 for the BP-1817 receiver can be easily reduced down to 6 kHz, 4 kHz or even 3 kHz if the "wrong" combination of tubing and earmold is used. Similarly, the frequency response of a subminiature wideband electret microphone is generally controlled more by the passage used to conduct the sound into the microphone than by its intrinsic frequency response (which typically extends to 15 kHz or beyond). It is evident from these considerations that simply mounting a wideband microphone and a wideband receiver in a hearing aid case will not necessarily result in a wideband frequency response for the completed hearing aid. Many of the factors which determine the overall frequency response of the completed hearing aid are not under the control of the hearing aid technician, but one of the most important factors – the earmold – is under his control.

**Abb. 1** Wiedergabekurven von Hörern, deren Schalleitung Dämpfungselemente enthält, gemessen am Zwislocki-Ohrsimulator

— Breitbandhörer  
Typ Knowles BP 1817  
..... Normalhörer  
Typ Knowles BK 1600

**Fig. 1** Earphone responses measured with damped tubing into a Zwislocki-type ear simulator

— Wideband-type Knowles model BP-1817  
..... Conventional-type Knowles model BK-1600



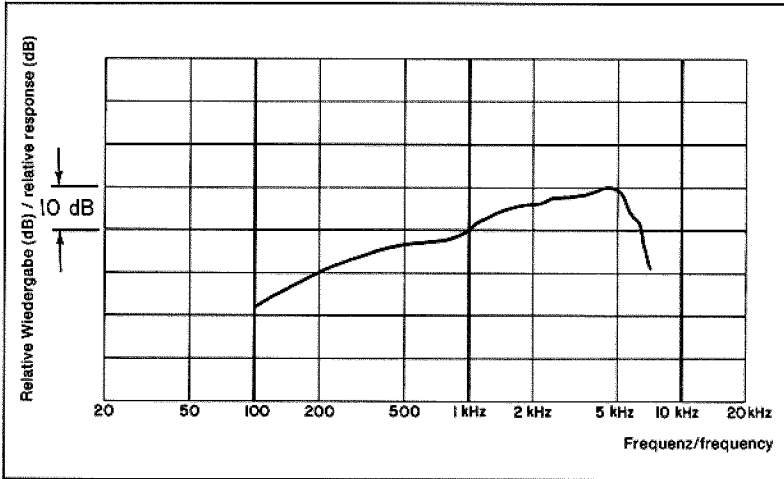


Abb. 2 Wirksame akustische Wiedergabe eines labormäßig aufgebauten Hörgerätes

Fig. 2 Insertion gain vs. frequency for laboratory hearing aid

indessen ist einer der wichtigsten in seiner Hand, nämlich das Ohrpaßstück.

Die Bedeutung, die die Ausführung des Ohrpaßstückes auf die Wiedergabe bei den tiefen Frequenzen hat, ist dem Hörgeräte-Akustiker geläufig, wenn er routinemäßig die Bohrungen in den Ohrpaßstückchen, sei es nun eine kleine oder eine extrem große, die bis zum Weglassen des Ohrpaßstückes reicht, herstellt. Mit der Erweiterung der Wiedergabekurve des Hörgerätes zu den höheren Frequenzen bekommt die Ausführung des Ohrpaßstückes auch dafür eine steigende Bedeutung. Bei einem größeren Frequenzumfang werden die Resonanzen der Schallzuführung bei den hohen Frequenzen wichtig. Noch bedeutender ist es, daß die Wiedergabe bei hohen Frequenzen leichter durch die passende Wahl von Länge und Durchmesser des Kanals im Ohrpaßstück verbessert werden kann. Um eine solche Wiedergabe zu erhalten, sollte der Hörgeräte-Akustiker die Empfehlungen des Hörgeräte-Herstellers bezüglich der Konstruktion des Ohrpaßstückes möglichst genau befolgen. Verschiedene Bauarten von Breitbandhörgeräten können nämlich unterschiedliche Details der Ohrpaßstücke erfordern.

## 1.2. Ein Beispiel für ein Breitbandhörgerät

Abb. 2 zeigt die wirksame akustische Verstärkung als Funktion der Frequenz anhand eines Beispiels eines labormäßig aufgebauten Hörgerätes mit einem Elektretkondensatormikrophon und einem Breitbandhörer. Die wirksame akustische Verstärkung, d. i. die Verstärkung, die beim Tragen des Gerätes entsteht, (gelegentlich »orthotelephonische« oder »etymotische« Verstärkung genannt), ist durch Messen am KEMAR-Manikin [2] gewonnen worden und stellt den Durchschnittswert bei einem Schalleinfall von vorn und von der Seite dar, wenn das

The importance of the earmold construction in determining the low-frequency response of the hearing aid is understood by hearing aid technicians, who routinely employ a variety of earmold venting ranging from a minimal vent hole up through the "acoustic modifier" earmold and finally including the extreme case of the "open canal" fitting where no earmold is used at all. With the extension of the hearing aid response to higher frequencies, the construction of the earmold becomes increasingly important for controlling the high-frequency response of the aid. With a greater frequency range, the higher frequency tubing resonances become more prominent. More importantly, it is easier to improve the frequency response at high frequencies by selection of the length and diameter of the earmold channel. To obtain the improved responses, the technician must follow closely the hearing aid manufacturer's recommendations regarding the earmold construction. Different wideband hearing aids may require different earmold constructions.

## 1.2. A wideband hearing aid example

Fig. 2, for example, shows the insertion gain vs. frequency for a laboratory hearing aid which used an electret-condenser microphone and a wideband receiver. The insertion gain, that is the gain resulting from inserting the hearing aid (sometimes called "orthotelephonic gain" or "etymotic gain"), shown in Fig. 2, was based on measurements with a KEMAR manikin [2], and is the average of measurements made at 0° incidence and 90° incidence; i. e., with the sound arriving from the front and from the side on which the hearing aid was placed.

When the insertion gain of a hearing aid has the extended bandwidth and smooth response shown in Fig. 2, a person with normal hearing expects the sound quality to be correspondingly good, and

Abb. 3 Wirksame akustische Wiedergabe eines labormäßig aufgebauten Hörgerätes

— Empfohlenes Ohrpaßstück  
 ..... Konventionelles Ohrpaßstück

Fig. 3 Insertion gain of laboratory hearing aid

— Recommended earmold  
 ..... Conventional earmold

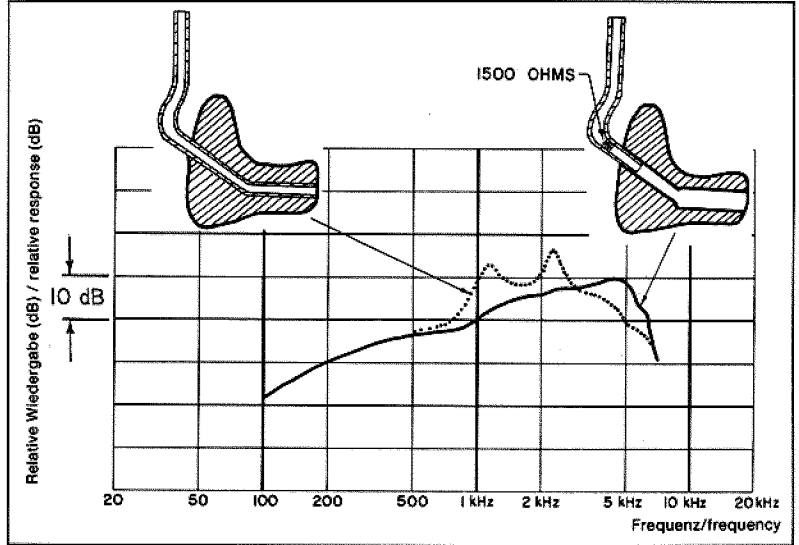
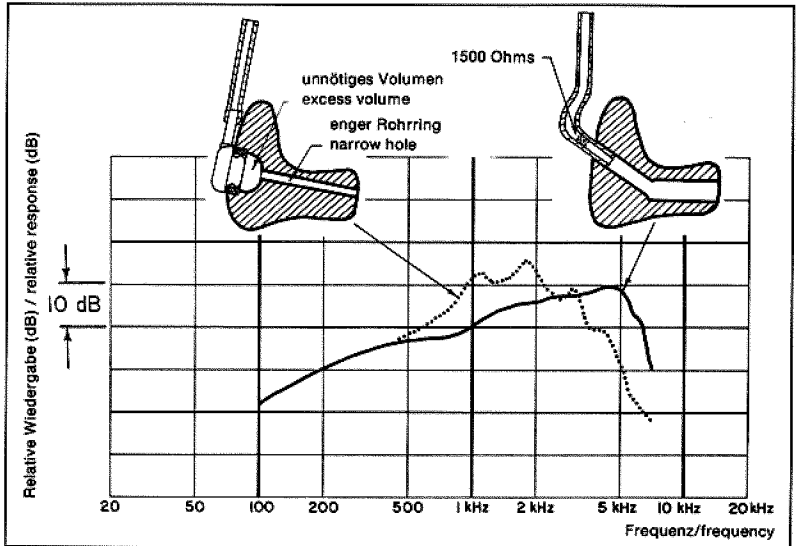


Abb. 4 Wirksame akustische Wiedergabe eines labormäßig aufgebauten Hörgerätes

— Empfohlenes Ohrpaßstück  
 ..... Schnappverschluss-Ohrpaßstück

Fig. 4 Insertion gain of laboratory hearing aid

— Recommended earmold  
 ..... improper snap-in earmold



Hörgerät am Ohrsimulator der Körpernachbildung angebracht worden ist.

Ist die wirksame Verstärkung eines Hörgerätes durch eine vergrößerte Bandbreite und eine glatte Wiedergabekurve gekennzeichnet, wie in Abb. 2 gezeigt, so erwartet der normalhörende Benutzer, daß die Übertragungsqualität entsprechend gut sein

this expectation is confirmed in listening tests. Normal localization of external sounds is experienced almost immediately with such a hearing aid, and external background noises are not subjectively magnified.

The hearing aid whose response is shown in Fig. 2 provides an example of the importance of using the recommended earmold con-

wird. Diese Erwartung wird durch Hörprüfungen bestätigt. Beim Gebrauch eines derartigen Hörgerätes erreicht man eine normale Ortung der Schallquelle, wobei Umgebungsgeräusche subjektiv nicht hervortreten.

Das Hörgerät, dessen Wiedergabekurve in Abb. 2 zu sehen ist, dient als Beispiel für die Bedeutung einer zu empfehlenden Ohrpaßstück-Konstruktion. Hier wird vorgesehen, ein Ohrpaßstück zu benutzen, das an seinem Ende eine aufgebohrte Öffnung aufweist und das im Schlauchende ein Dämpfungselement (1500 akustische Ohm) enthält. In Abb. 3 sind die Wiedergabekurven für das Hörgerät mit dieser Ohrpaßstück-Konstruktion (ausgezogene Kurve) und mit einer konventionellen Ausführung gegenübergestellt (gepunktete Kurve).

Eine noch viel größere Abweichung der Wiedergabe bei den hohen Frequenzen kann mit Ohrpaßstücken eintreten, die mit dem Schlauch durch eine Schnapperverbindung gekoppelt sind. In Abb. 4 ist ein solches Verhalten dargestellt. Hier haben das Ohrpaßstück eine zu enge Bohrung und das Schnappenteil ein zu großes Volumen. Es handelt sich nicht etwa um eine künstlich schlecht gemachte Konstruktion, vielmehr wurde hier eine im Handel übliche Ausführung ausgesucht, um den Vorgang zu demonstrieren. Das Problem ungenügender Ausführungen von Ohrpaßstücken wird uns noch weiter beschäftigen, wie auch aus der kürzlich von *Dalsgaard* und *Jensen* [3] veröffentlichten Arbeit hervorgeht.

### 1.3. Wiedergabekurven des Breitbandhörgerätes nach der Standardmeßmethodik

Die in den Abb. 2 bis 4 gezeigten Kurven basieren auf Messungen an der Körperrnachbildung KEMAR und dem Zwislocki-Ohrsimulator. Da die meisten Hörgeräte-Akustiker diese Hilfsmittel nicht zur Verfügung haben, soll in Abb. 5 gezeigt werden, wie diese Kurven aussehen, wenn sie unter Standardbedingungen gemessen werden.

Neben der Freifeldtechnik am Eingang des Hörgerätes ist der Ausgang mit einem 2 cm<sup>3</sup>-Kuppler verbunden, wobei die empfohlene Ohrpaßstück-Ausführung direkt am Kuppler dicht sitzt. Der Vergleich der Wiedergabekurven der Abb. 5 und 2 zeigt die allgemein übernommene Tatsache, daß eine Wiedergabekurve eines Breitbandgerätes einen Maximalwert bei etwa 2,7 kHz haben muß, um den Verstärkungsverlust zu kompensieren, der durch den mit dem plastischen Ohrverschluß versehenen Gehörgang zustande kommt. Das gilt für eine weitgehend lineare wirksame akustische Wiedergabekurve, wenn das Gerät von einer durchschnittlichen Person getragen wird [4].

## 2. Glätten der Schalleitungsresonanzen

Ein Problem, das den herkömmlichen HdO-Hörgeräten eigen ist, bilden die Wiedergabemaxima, die infolge der Resonanzen in der Schallzuführung vom Hörer zum Gehörgang entstehen. Dieses Problem trat erstmalig um das Jahr 1950 auf, als nämlich die

construction. This laboratory hearing aid was designed to use an earmold which has a bored-out portion near the tip and a 1500 (CGS acoustic) ohm damping element in the earmold tubing. The frequency response of this hearing aid is shown in Fig. 3 for the recommended earmold (solid curve) and a conventional earmold (dotted curve), which is not recommended.

An even greater degradation in high-frequency response can result with a snap-on type of earmold if careless construction techniques are used. Fig. 4 shows the response of the same hearing aid when coupled to a snap-on type earmold which contains an excess volume in the connector cavity and a too-small hole in the earmold tip. This earmold was not constructed especially to illustrate the point, but simply selected from an assortment of commercially available "stock" earmolds. The problem of improper earmold construction is still very much with us, a point illustrated in the recent data of *Dalsgaard* and *Jensen* [3].

### 1.3. 2 cm<sup>3</sup> coupler response of experimental hearing aid

The curves shown in Figs. 2 through 4 were based on measurements with a KEMAR manikin\*. Since most hearing aid technicians do not have ready access to a KEMAR manikin, it is interesting to see what the frequency response of the laboratory hearing aid looks like when the recommended earmold is sealed directly into the familiar 2 cm<sup>3</sup> coupler. This is shown in Fig. 5. A comparison of the curve in Fig. 5 with the curve in Fig. 2 illustrates the commonly accepted fact that the "2 cm<sup>3</sup> coupler response" of a wideband hearing aid must contain a response maximum at approximately 2.7 kHz to compensate for loss of the gain the ear canal itself provides before it is blocked by the plastic ear insert. This results in a "flat" insertion gain response when worn on the average adult [4].

## 2. Smoothing the tubing resonances

A problem inherent to the traditional behind-the-ear or eye-glass hearing aid is the response peaking introduced by resonances in the plastic tubing used to couple the sound of the ear canal. This problem was originally addressed in the 1950's, when the first receiver specifically designed to couple with plastic tubing to the earmold was introduced [5]. At that time, the physical size of the receiver (approximately 1.5 cm<sup>3</sup> gross volume) was large enough so that its acoustic impedance could be made low. This made possible a receiver design in which the tubing resonances could be completely damped by the use of a damping resistor located at the receiver. A graduated series of damping plugs (designed to fit snugly in the outlet tube of that receiver) made it possible for the hearing aid technician to control the fre-

\* Similar differences would have been seen if the measurements had been made into a 2 cm<sup>3</sup> coupler. For such measurements, the actual earmold under consideration is sealed directly to the top of the 2 cm<sup>3</sup> cavity as shown in Fig. 3 of IEC Publication 126 (1973).

Abb. 5 Labormäßig aufgebautes Hörgerät, gemessen am 2 cm<sup>3</sup>-Kuppler mit empfohlenem Ohrpaßstück

Fig. 5 Laboratory hearing aid measured into a 2 cm<sup>3</sup> coupler with recommended earmold

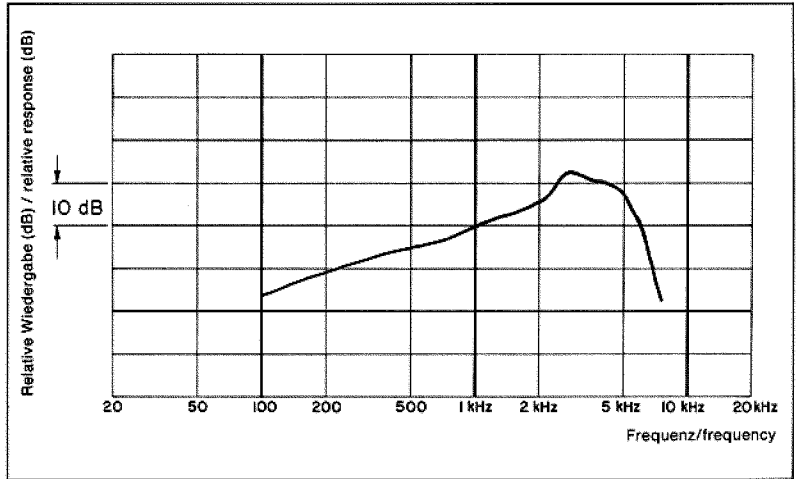
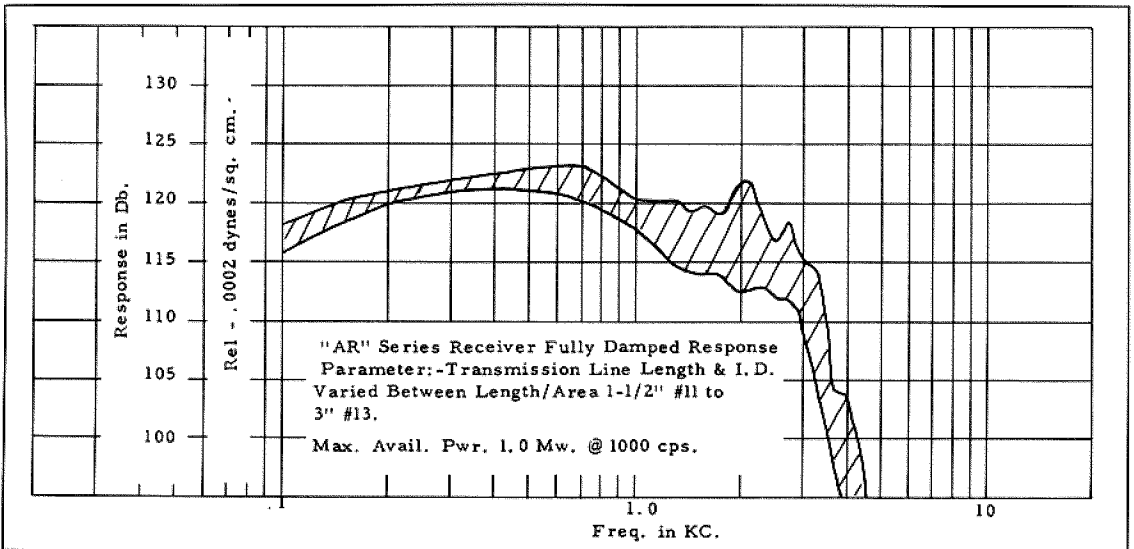


Abb. 6 Wiedergabekurven der Hörer vom Typ der AR-Serie (Veränderung der Schalleitungslänge und ihres inneren Durchmessers)

Fig. 6 Frequency responses of AR-series receivers (variety of tubing lengths and inner diameters)



ersten Hörer mit einer Schlauchleitung an das Ohrpaßstück gekoppelt wurden [5]. Zu dieser Zeit waren die geometrischen Abmessungen der Hörer groß genug (etwa 1,5 cm<sup>3</sup> Volumen), so daß ihre akustischen Impedanzen niedrig gehalten werden konnten. Dadurch war es möglich, die Schalleitungsresonanzen durch Dämpfungswiderstände zu verringern, die am Hörer angebracht werden konnten. Eine gradierte Serie von Dämpfungswiderständen, oft als »Düsen« ausgeführt, die dicht in den Schalleitungsstutzen des Hörgerätes einzusetzen waren, konnte der Hörgeräte-Akustiker benutzen, um die Wiedergabe-

frequency response of the completed hearing aid. Fig. 6, from a 1955 engineering bulletin [6], shows the effectiveness of the optimum-resistance damping plug in smoothing the tubing peaks for a wide variety of tubing lengths and diameters.

With continuing miniaturization, the acoustic source impedance of hearing aid receivers progressively increased. Today's sub-miniature receiver, as an inevitable consequence of its small size, represents a high acoustic source impedance over most of its useful frequency response range. The portion of the ear canal be-

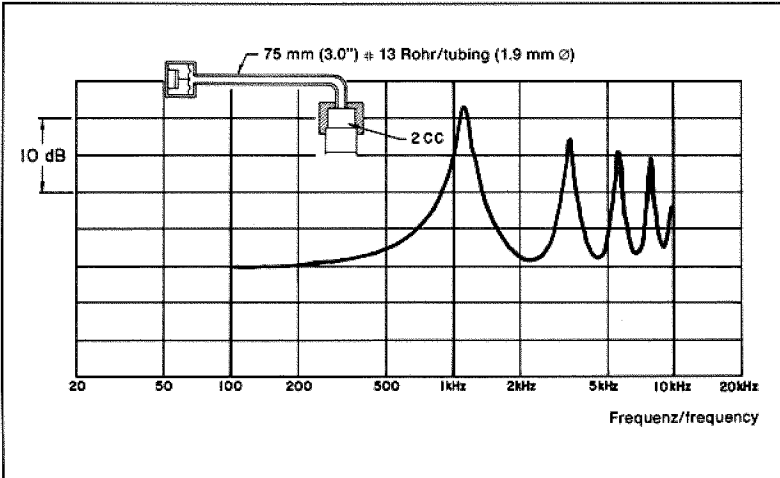


Abb. 7 Ungedämpfte Rohr-Resonanzen

Fig. 7 Undamped tubing resonances

kurve des Hörgerätes zu beeinflussen. In Abb. 6 – von einer aus dem Jahre 1955 stammenden Firmenschrift [6] – wird die Wirksamkeit des optimalen Dämpfungsstopfens für die verschiedenen Rohrlängen und -durchmesser zum Glätten der Rohrresonanzspitzen gezeigt.

Mit fortlaufender Miniaturisierung steigt die akustische Impedanz des Hörers immer weiter an. Der jetzige Subminiaturhörer hat als unvermeidliche Konsequenz seiner geringen Größe eine hohe Impedanz fast über den gesamten Wiedergabefrequenzbereich. Der Teil des Gehörganges zwischen Ende des Ohrpaßstückes und Trommelfell stellt aber eine niedrige Lastimpedanz dar (die durch die Nebenschlußwirkung des Trommelfelles noch geringer gemacht wird).

## 2.1. Das Rohr als Übertragungsleitung

Das Rohr, das die Quelle mit hoher Impedanz an die Last mit niedriger Impedanz koppelt, kann als eine akustische Übertragungsleitung angesehen werden. Das Verhalten von Übertragungsleitungen, besonders bei Frequenzen, bei denen die Leitungslänge irgend ein Vielfaches einer Viertelwellenlänge des Schalles beträgt, ist mathematisch bekannt.

Wenn eine Quelle hoher Impedanz mit einer Last geringer Impedanz über eine Übertragungsleitung gekoppelt ist, kann bei jedem ungeraden Vielfachen einer Viertelwellenlänge eine Resonanzspitze erwartet werden. Bei einer Gesamtleitungslänge von etwa 75 mm, die für ein HdO-Hörgerät als typisch angesehen werden kann, können vier Resonanzspitzen im Frequenzbereich zwischen 1 kHz und 10 kHz erwartet werden. Mit einer Genauigkeit von wenigen Prozent läßt sich berechnen, welchen Einfluß eine gegebene Übertragungsleitung auf eine bestimmte Hörer-Kupplerkombination ausübt. So zeigt beispielsweise die

tween the tip of the earmold and the eardrum, on the other hand, represents a low impedance load (which is made even lower by the shunting effect of the eardrum compliance).

### 2.1. The tubing as a transmission line

The tubing used to couple this high-impedance source and low-impedance load can be considered as an (acoustic) transmission line. The behavior of transmission lines – particularly at frequencies where the length of the line is some multiple of a quarter wave length – is mathematically well understood.

When a high-impedance source is coupled to a low-impedance load via a transmission line, a resonant peak can be expected at each odd multiple of a quarter wave length. With the roughly 75 mm total length found in a typical behind-the-ear hearing aid, four such resonant peaks can be expected in the frequency region between 1 and 10 kHz. Moreover, one can calculate – with an accuracy of a few percent or so – the exact effect a given acoustical transmission line will have on a particular receiver-coupler combination. The curve of Fig. 7, for example, illustrates the results of such a calculation for 75 mm of  $\pm 13$  tubing used to couple the output of an ultra-high-frequency receiver directly to a standard 2 cm<sup>3</sup> coupler. For the sake of this illustration, the moving mass of the receiver was assumed negligible so that its intrinsic frequency response was perfectly flat throughout the audio band. Thus, the high-Q resonant peaks seen in Fig. 7 are due solely to the acoustical behavior of the coupling tube.

#### 2.1.1. Terminating the transmission line

The traditional way to smooth the response of a transmission line has been to terminate the line with an appropriate resistance



Abb. 8 Effekte von Dämpfungswiderständen

Fig. 8 Effect of damping resistance

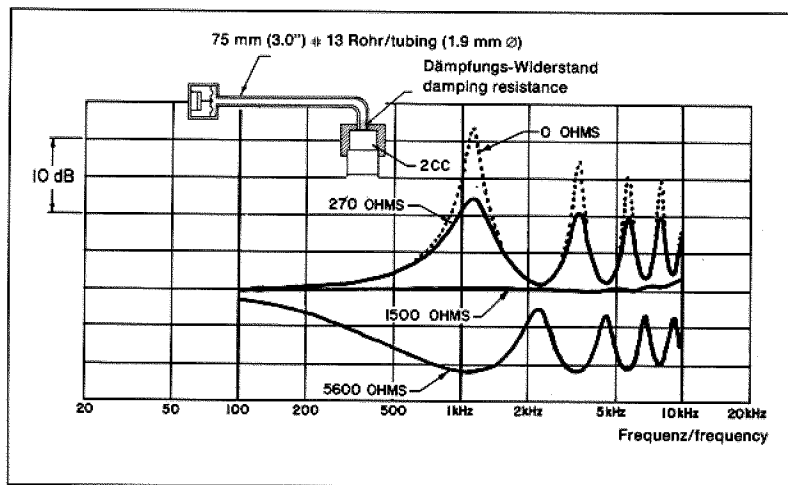


Abb. 7 das Ergebnis einer solchen Berechnung für ein Rohr von 75 mm Länge und einem Durchmesser von 1,9 mm, bei dem der Ausgang eines Hörers mit linearer Wiedergabekurve an einen 2 cm<sup>3</sup>-Kuppler geführt ist. Die sehr ausgeprägten Resonanzspitzen der Abb. 7 rühren allein vom akustischen Verhalten der Schalleitung her.

### 2. 1. 1. Abschluß der Übertragungsleitung

Die Resonanzen einer Leitung lassen sich mit einem passenden Widerstand\* glätten, wenn das Ende der Leitung, das eine niedrige Impedanz hat, mit ihm abgeschlossen wird. Die Wirksamkeit dieser Methode in einem Rohr mit 75 mm Länge und 1,9 mm Durchmesser ist in Abb. 8 für drei verschiedene Dämpfungswiderstandswerte gezeigt. Mit 270 Ohm ist die Dämpfung zu klein. Aber auch ein zu großer Wert, zum Beispiel 5600 Ohm, kann noch recht hohe Spitzen der Wiedergabekurve zur Folge haben. Dagegen lassen sich alle Rohrresonanzen mit einem Widerstand von 1500 Ohm hinreichend effektiv dämpfen.

### 2. 1. 2. Glätten der Wiedergabe bei Hörern mit hoher akustischer Impedanz

Um die Resonanzspitzen der Übertragungsleitung zu glätten, ist der Dämpfungswiderstand am Ende der mit der niedrigen Impedanz erscheinenden Leitung anzuhängen. Weisen beide Leitungen eine niedrige Impedanz auf wie zum Beispiel bei frü-

placed at the low-impedance end of the line\*. The effectiveness of this approach in damping out the resonant peaks in a 75 mm section of 1.9 mm diameter ( $\neq 13$ ) tubing is illustrated in Fig. 8 for three different values of damping resistance. As shown by the curve labeled 270 ohms, too small a value of resistance does not provide sufficient dissipation to adequately damp the tubing resonances. Too large a value of resistance can also result in a highly peaked curve, as shown by the curve labeled 5600 ohms. With the appropriate choice of 1500 ohms resistance, however, it is possible to effectively damp all tubing resonances.

### 2.1.2. Response smoothing with high (acoustic) impedance receivers

To smooth the peaks introduced by the transmission line, a damping resistance must be located at a low-impedance end of the line. When both ends of the line are connected to a low impedance, as was the case in hearing aids using early large-volume receiver, the resistance can be placed at either end (recall the example of Fig. 6). With the high acoustic impedance of a modern subminiature receiver, on the other hand, a damping resistor located at the receiver end of the tubing may have little effect on the tubing resonances. This is illustrated in Fig. 9, which shows the measured response for a Knowles BP-1712 receiver coupled to a 2 cm<sup>3</sup> coupler with 75 mm of 1.9 mm diameter tubing. The appropriate damping resistance was placed first at the coupler end of the tubing (dotted curve) and then at the receiver end of the tubing (solid curve).

\* Nämlich ein Widerstand gleich dem Wellenwiderstand der Übertragungsleitung, oder 41 cgs-Ohm ( $\rho \cdot c$  für Luft) dividiert durch die Querschnittsfläche der Leitung (in cm<sup>2</sup>). Für eine Leitung mit 1,9 mm Durchmesser errechnet sich ein Wert von etwa 1400 Ohm.

\* Namely, a resistance equal to the "characteristic impedance" of the transmission line, or 41 cgs ohms ( $\rho \cdot c$  for air) divided by the cross-sectional area of the tubing (in square cm). Approximately 1400 ohms is calculated for 1.9 mm tubing, for example.

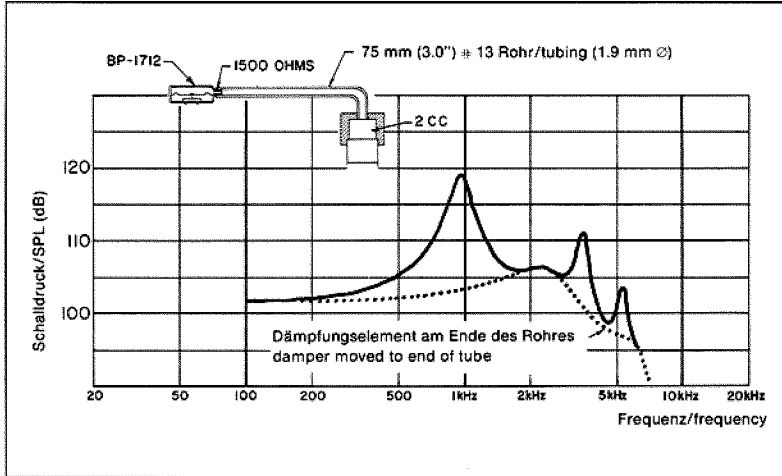


Abb. 9 Wiedergabekurve mit Breitbandhörer

— Dämpfungselement am Hörer  
 ..... Dämpfungselement am Kuppler

Fig. 9 Response with wideband receiver

— Damping at receiver  
 ..... Damping at coupler

heren Hörgeräten mit großvolumigen Hörern, so ist die Wirkung der Dämpfung die gleiche, unabhängig davon, ob der Widerstand an dem einen oder anderen Ende der Leitung angeordnet ist. Dagegen hat der Dämpfungswiderstand auf die Rohrresonanzen praktisch keine Wirkung, wenn der Hörer eine hohe Impedanz hat und wenn der Widerstand am Hörer angeordnet wird. Dies wird in Abb. 9 anhand eines solchen Hörertyps (Knowles BP 1712) gezeigt, der mittels einer Schlauchleitung von 75 mm Länge und einem Durchmesser von 1,9 mm an einen 2 cm<sup>3</sup>-Kuppler geführt ist. Der passende Dämpfungswiderstand ist einmal am Kupplereingang (gepunktete Kurve), ein andermal am Hörerausgang (ausgezogene Kurve) angeordnet.

Leider liegt der Ort des Dämpfungselementes bei einem solchen Hörgerät am Ende des Ohrpaßstückes. Diese Stelle kann aber leicht durch Ohrabsonderungen verstopft werden.

Eine elegante Methode, die gleiche geglättete Wiedergabekurve zu erhalten, aber mit einem Dämpfungswiderstand, der nahe am Hörer liegt, wurde kürzlich von Carlson [7] beschrieben. Grundsätzlich handelt es sich um ein Zweirohrverfahren, bei dem ein Hilfsrohr, das am Ende verschlossen ist, parallel zu der zwischen Hörer und Gehörgang liegenden Verbindungsleitung benutzt wird.

Mit diesem Hilfsrohr wird eine Impedanz geschaffen, die gleich der der Verbindungsleitung ist. Im Endeffekt werden die Leitungsresonanzen ausgeglichen.

## 2.2. Hornleitung

Anstelle des Versuches, die Effekte der Übertragungsleitung zu eliminieren, gibt es eine weitere Möglichkeit, spezielle Eigenschaften solcher Leitungssysteme auszunutzen, um eine bessere Anpassung zwischen der hohen Impedanz des Hörers und der

For use with an actual hearing aid, unfortunately, the damper location which smooths both the tubing and receiver resonances corresponds to the tip of the earmold. This has thus not been a popular solution, since a damper in such an exposed location is liable to become quickly clogged with ear wax.

An elegant method for achieving the same frequency response, but with dampers located near the receiver, was recently described by Carlson [7]. In essence, the Carlson twin-tube method uses an auxiliary tube which is blocked at the far end in order to provide an impedance conjugate to that of the main coupling tube and thus, in effect, cancel out the tubing resonances.

## 2.2. An alternate approach: Take advantage of the coupling system

There is an alternate approach. Instead of attempting to eliminate the effects of the transmission line, it is possible to exploit the properties of transmission lines to provide a better impedance match between the high-impedance receiver and the low-impedance load. In particular, by coupling the receiver to the ear canal with sections of tubing having progressively increasing diameter, it is possible to produce substantially greater high-frequency output that could be obtained even if the receiver were connected directly to the ear canal. This approach has been advocated for nearly two decades by the senior author, and has been utilized by Lybarger [8] to increase the high-frequency output of conventional hearing aids. The application of these techniques to wideband hearing aids and their earmolds has been discussed in detail recently by the junior author [9].

Fig. 10 shows the increase in the high-frequency response (of a wideband receiver) which can be obtained by simple earmold modifications, namely, drilling out a portion of the earmold to a

niedrigen der Last zu erzielen. So läßt sich ein wesentlich größerer Ausgangsschallpegel bei hohen Frequenzen insbesondere durch stufenweise Vergrößerung des Leitungsdurchmessers vom Hörer zum Gehörgang gegenüber einem gleichförmigen Verbindungskanal erreichen. Diese Erkenntnis hat Knowles bereits vor 20 Jahren vorgeschlagen, und sie ist durch Lybarger [8] an normalen Hörgeräten ausgenutzt worden, um die hohen Frequenzen hervorzuheben. Die Anwendung dieser Technik auf Breitbandhörer und deren Verbindungsleitungen zum Ohr wurde kürzlich durch Killion [9] im Detail untersucht.

In Abb. 10 ist das Anwachsen der Wiedergabe eines Breitbandhörers bei den hohen Frequenzen dargestellt. Dies kann durch ein einfaches Anbohren eines Teils des Ohrpaßstückes erreicht werden. Bereits eine nicht unbedeutende Zunahme bei den hohen Frequenzen kommt dadurch zustande, daß der flexible Schlauch nicht durch das Ohrpaßstück geführt, sondern nur am Eingang fixiert, also zum Beispiel angeklebt wird. Übrigens ist die Dimensionierung, die hier gezeigt wird, derjenigen ähnlich, die am 2 cm<sup>3</sup>-Kuppler für das Anbringen der HdO-Hörgeräte vorgesehen ist. Ein zusätzliches Anheben bei den hohen Frequenzen wird erzielt, wenn das Ohrpaßstück bis zur Hälfte auf 4 mm aufgebohrt wird (s. dazu Abb. 10).

Die gezeigten Kurven sind zwar mit Dämpfungselementen im flexiblen Schlauchteil erreicht worden, indessen treten im wesentlichen kaum Änderungen auf, wenn die Dämpfungselemente entfernt werden, d. h. der Anstieg bei hohen Frequenzen, der durch Ausbohren des Ohrpaßstückes erzielt wird, ist weitgehend unabhängig von der Glättung der Kurve, die durch

larger diameter than the 1.9 mm inside diameter provided by the #13 tubing. Note that a fair amount of high frequency boost can be obtained simply by not extending the 1.9 mm tubing all the way to the tip of the earmold, but by cementing in into the earmold an appropriate distance back from tip of the mold. The dimensions shown here are similar to those specified for earmold-simulation portion of the standard 2 cm<sup>3</sup> IEC coupler. Additional high frequency boost is obtained as the earmold bore is further increased, while keeping the distance from the end of the 1.9 mm tubing to the tip of the mold approximately the same.

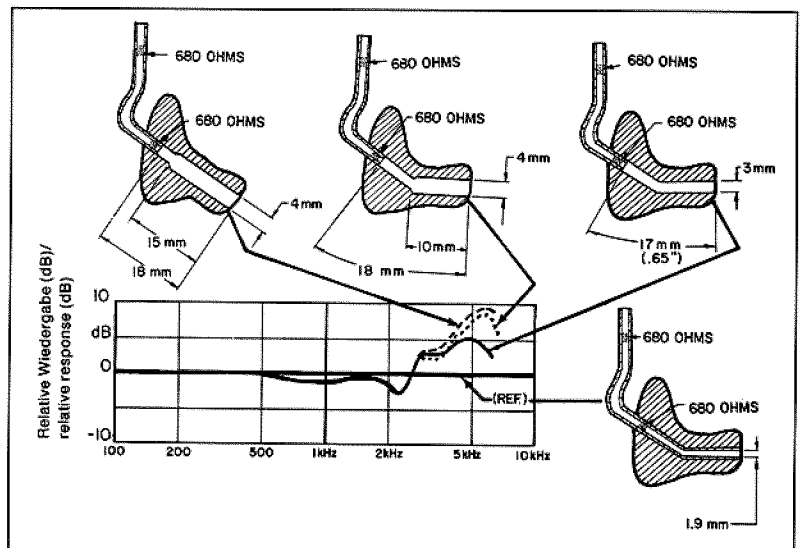
Although the curves shown in Fig. 10 were obtained with a pair of damping elements located in the 1.9 mm tubing, essentially similar changes are obtained with the damping elements removed. In other words, the increase in high-frequency response which can be obtained by boring out the earmold is largely independent of the response smoothing which can be obtained by adding damping. At the same time, it should be noted that the increase in high-frequency response shown in Fig. 10 can be obtained only with a wideband receiver specifically designed to maintain a high acoustic source impedance at high frequencies.

#### 2.2.1. Damping with stepped-diameter coupling

There is an important auxiliary benefit to a stepped-diameter coupling system: The impedance transformation provided by the "horn action" of the stepped-diameter acoustical transmission line makes it possible to provide excellent response smoothing without the necessity for a damper located at the low-impedance end (earmold tip) of the line. Indeed, this benefit has been well known to hearing aid designers for some time, and

Abb. 10 Betonung der hohen Frequenzen eines Breitbandhörgerätes bei verschieden ausgebohrten Schallkanälen

Fig. 10 Change in high frequency response of wideband hearing aid caused by boring out earmold



zusätzliche Dämpfung erreicht wird. Es muß allerdings berücksichtigt werden, daß der in Abb. 10 gezeigte Anstieg bei den hohen Frequenzen nur mit einem Breitbandhörer erzielt werden kann, bei dem die Quellimpedanz groß ist.

### 2. 2. 1. Dämpfung mit stufenförmigem Rohrdurchmesser eines Leitungssystems

Besondere Vorteile bietet ein Leitungssystem mit stufenförmiger Durchmesser-Erweiterung. Die Impedanztransformation, die durch den Horneffekt zustande kommt, sorgt dafür, daß eine hervorragende Glättung der Wiedergabe erreicht wird, ohne einen Dämpfungswiderstand am niederohmigen Ende der Leitung anzuordnen. Diese Tatsache ist dem Hörgeräte-Entwickler schon seit längerer Zeit bekannt, und so sind die meisten Hörgeräte, die im Inneren des Gehäuses ein solches Leitungssystem besitzen, in dieser Art aufgebaut. Die hier gezeigten Ergebnisse wurden mit der folgenden Anordnung gemessen: Ein Hörertyp (Knowles BP 1817) wurde in einem Hörgerät mit einer Leitung vom Hörer zum Tragehakenausgang eingebaut, die für eine Länge von 10 mm mit einem Gummirohr mit Innendurchmesser von 1 mm, dann für 23 mm Länge mit einem anderen Rohr mit einem Innendurchmesser von 1,3 mm ausgestattet war. Auch ohne ausgebohrtes Ohrpaßstück ergab sich eine Impedanztransformation von 4 zu 1, wenn sich vom Tragehaken aus eine Schalleitung von 1,9 mm anschließt.

### 2. 2. 2. Ein neues Dämpfungselement

Bis vor kurzem war ein stabiles und definiertes Dämpfungselement, das keine große Störstelle in der Übertragungsleitung verursacht, nicht ohne weiteres verfügbar. Man benötigt vom technischen Standpunkt ein Dämpfungselement, das im wesentlichen einen reinen Wirkwiderstand darstellt. Der Blindwiderstand, durch seine akustische Masse hervorgerufen, sollte verschwindend klein sein. Zwar konnte ein solcher Widerstand mit Schaf- oder Baumwolle hergestellt werden, jedoch ist das Einstellen des benötigten Wertes ziemlich mühsam und fehlerhaft.

Dieses Problem wurde nunmehr durch ein neues, von *Carlson* und *Mostardo* [10] entwickeltes Gitterelement gelöst. Es besteht aus einer Metallhülse von 2 mm Durchmesser, die ein feingeflochtenes Kunststoffsieb, als Topf geformt, enthält. Die Stirnseiten der Metallhülse werden dann gebörtelt, um das topfförmige Gitterelement festzuhalten. Der Hülsenaußendurchmesser von 2 mm wurde gewählt, um einen Preßsitz in dem plastischen Rohr mit 1,9 mm Durchmesser zu erhalten. Die Hülse läßt sich leicht mit Hilfe eines Bohrers von 1,8 mm Durchmesser ins Rohr einführen.

Die hier dargestellten Übertragungskurven wurden alle an Ohrpaßstücken und Leitungen ermittelt, die dieses neuartige Dämpfungselement enthalten.

## 3. Ohrpaßstücke für hohe Grenzfrequenzen

In gleicher Weise, wie der Hörgeräte-Akustiker die Wiedergabe bei den tiefen Frequenzen durch nach außen offene Kanäle im

virtually all behind-the-ear hearing aids are designed with an internal coupling system which increases in diameter from the receiver to the earhook. The results shown in this paper were obtained with a fairly typical arrangement: A Knowles BP-1817 receiver was mounted in a hearing aid with 10 mm of 1 mm diameter rubber tubing plus 23 mm of 1.3 mm diameter in the earhook. Even without an increased bore in the earmold, such a mounting results in a nearly 4 : 1 impedance transformation at high frequencies when used with 1.9 mm earmold tubing.

### 2. 2. 2. A new damping element

Until recently, a stable and predictable damping element which did not introduce a large discontinuity into the transmission line has not been readily available. From a technical standpoint, a damping element is needed which produces nearly a pure resistance, with negligible reactance due to its acoustic inertance (acoustic mass). Although such a resistance could be obtained by the use of cotton or lambs wool inserted into the earmold tubing, obtaining a predetermined resistance value using lambs wool involved a fair amount of "cut and try" technique.

A new fused-mesh damping element developed by *Carlson* and *Mostardo* [10] appears to provide the solution to these problems. It consists of a 2 mm (.081") diameter metal ferrule containing a finely woven plastic screen which was first formed into a cup and then inserted into the ferrule. The ends of the metal ferrule are rolled over to trap the fused-mesh cup. The 2 mm (.081") outside diameter was chosen to produce a push fit into the 1.9 mm (.076") nominal diameter of #13 plastic tubing. Insertion into the tubing is easily accomplished by using the solid end of a 1.8 mm diameter drill bit.

The frequency response curves shown in this paper were obtained on earmolds containing dampers of this new construction.

## 3. High frequency earmolds

The hearing aid technician can utilize earmold modifications to control the high-frequency response of a hearing aid in much the same manner as venting has been used to control the low-frequency response of hearing aids. The optimum techniques are still evolving, and information on the earmold construction best situated for a particular wideband hearing aid will generally be provided by the hearing aid manufacturer, but a preliminary view of some high-frequency earmold constructions may prove useful. For that purpose, one particular earmold – what we have labeled the 6R12 construction – is selected for detailed discussion in this section. Several alternate earmolds will be discussed more briefly.

### 3.1. The 6R12 earmold

The combination of the stepped-bore earmold and a pair of the new dampers located as shown in Fig. 10 can provide a receiver frequency response which rises smoothly from 500 Hz to 6 kHz, as shown in Fig. 11. The complete 6R12 earmold consists of 22 mm of 1.9 mm (# 13) tubing cemented 18 mm back from the tip of an earmold which has been bored out to approximately

Ohrpaßstück verändert, kann er es mit entsprechenden Ohrpaßstück-Modifikationen auch bei den hohen Frequenzen erreichen. Die optimalen Techniken werden gegenwärtig entwickelt. Wie die Ausführung für eine jeweilige Bauart eines Breitbandgerätes aussehen soll, wird der Hersteller angeben. Eine vorläufige Übersicht einiger dieser Ausführungsformen dürfte aber von Nutzen sein. Deshalb wurde ein spezielles Ohrpaßstück – der sogenannte 6R12 Typ – zum Besprechen ausgewählt. Verschiedene andere Ohrpaßstücke werden außerdem behandelt.

### 3.1. Ohrpaßstück Typ 6R12

Die Kombination abgestufter Bohrungen in einem Ohrpaßstück und zwei der neuen Dämpfungselemente, die in der in Abb. 10 ge-

3 mm (as required for a snug fit over the outside diameter of the 1.9 mm tubing), followed by a 4 mm diameter bore for the last 10 mm. Two 680 ohm BF-1859 dampers are located so that one damper is 20 mm back from the tip of the earmold and the second damper is 35 mm back from the tip of the earmold.

#### 3.1.1. Practical construction techniques

In modifying a full or standard earmold to the 6R12 configuration, one difficulty often encountered is determining the correct insertion of the 1.9 mm tubing before cementing it in place. Since the distance between the end of the tubing and the tip of the earmold determines the frequency of a desired quarter wave resonance boost, obtaining the correct insertion is important if con-

Abb. 11 Wiedergabekurven eines Breitbandhörers mit Ohrpaßstück Typ 6R12

Fig. 11 Wideband receiver response with 6R12 earmold

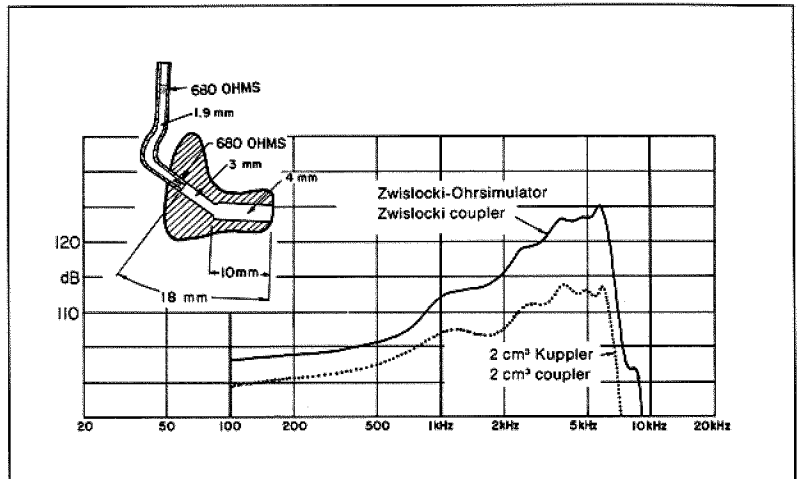
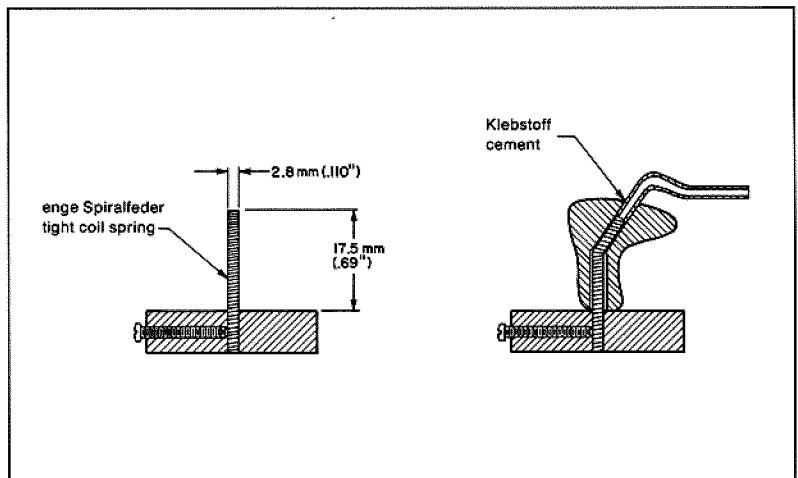


Abb. 12 Lehre zum Einkleben des Schalleitungsschlauches (6R12)

Fig. 12 Gauge for determining tubing insertion (6R12)



zeigten Position angebracht sind, führen zu einer Wiedergabekurve, die von 500 Hz bis 6000 Hz leicht ansteigt (s. Abb. 11). Das vollständige Ohrpaßstück Typ 6R12 besteht aus einem Rohr von 22 mm Länge und 1,9 mm Durchmesser, das in die 3 mm-Bohrung des Ohrpaßstückes, 18 mm von seinem Ausgang aus gesehen, eingeklebt ist. Das Ohrpaßstück ist von seinem Ausgang aus auf eine Länge von 10 mm auf 4 mm aufgebohrt. Zwei 680 Ohm-Dämpfungselemente (Typ BF 1859) werden so angeordnet, daß das eine 20 mm und das andere 35 mm Abstand zum Ausgang des Ohrpaßstückes haben.

### 3.1.1. Technik des Herstellens

Eine vielfach auftretende Schwierigkeit bei der vorgesehenen technischen Ausführung des Ohrpaßstückes ist das richtige Einfügen des 1,9 mm-Schlauchendes vor dem Kleben. Da der Abstand dieses Endes bis zum Ausgang des Ohrpaßstückes die Frequenz einer gewünschten Resonanzanhebung infolge einer Viertelwellenlänge bestimmt, ist es höchst wichtig, daß das Rohr so genau sitzt, um die richtige Kurvenform zu erzielen. Ein Verfahren, wie zweckmäßig vorgegangen werden kann, ist anhand von Abb. 12 zu erkennen, in der eine dafür sich bewährte Lehre skizziert ist.

### 3.1.2. Alternativlösungen

Wird die akustische Wiedergabe eines 6R12-Ohrpaßstückes gewünscht und ist nur ein Schalenohrpaßstück verfügbar, so ist seine innere Länge meistens zu kurz, um sowohl den 18 mm lang ausgebohrten Abschnitt als auch die 4 bis 5 mm lange Bohrung, die benötigt wird, um den 3 mm Außendurchmesser des 1,9 mm Rohres festzuhalten, dort unterzubringen. In einem solchen Falle kann ein Stück Schlauch mit größerem Durchmesser über das Rohr mit 1,9 mm Durchmesser gestülpt und danach in der passenden Bohrung des Ohrpaßstückes geklebt werden, so daß das Ganze aku-

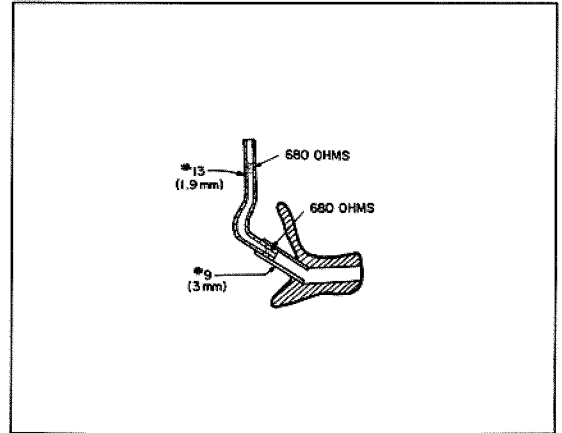


Abb. 13 Anordnung der Leitungen 6R12 bei einem Schalenohrpaßstück

Fig. 13 6R12 "shell" earmold construction

stent results are to be obtained. One method for achieving the proper location is by use of a simple coiled-spring gauge such as the one shown in Fig. 12.

### 3.1.2. Alternate constructions

When the acoustic performance of a 6R12 earmold is desired but a "shell" earmold is all that is available, there will usually be too short a length into the earmold to provide the 18 mm bored-out section plus the 4–5 mm of bore needed to properly secure the

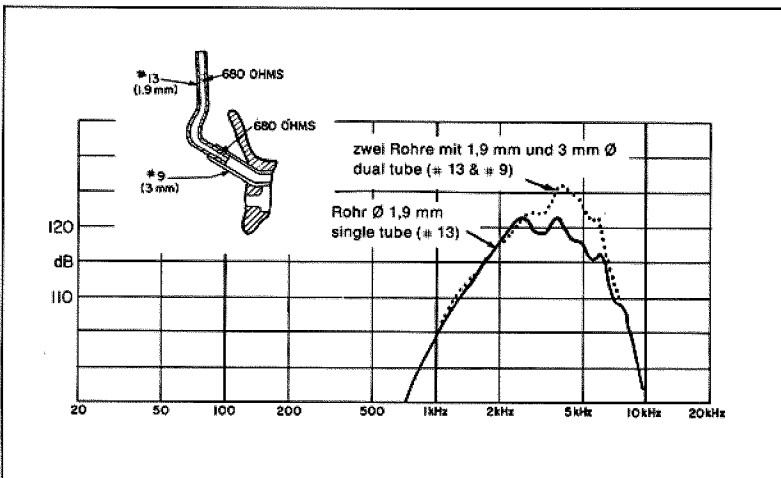


Abb. 14 Wiedergabekurven eines Breitbandhörers mit modifiziertem Ohrpaßstück

Fig. 14 Wideband receiver response with damped "acoustic modifier" earmold

Abb. 15 Ansteigende Wiedergabekurve eines Ohrpaßstückes (8.5R8)

Fig. 15 Rising response of 9 kHz earmold (8.5R8)

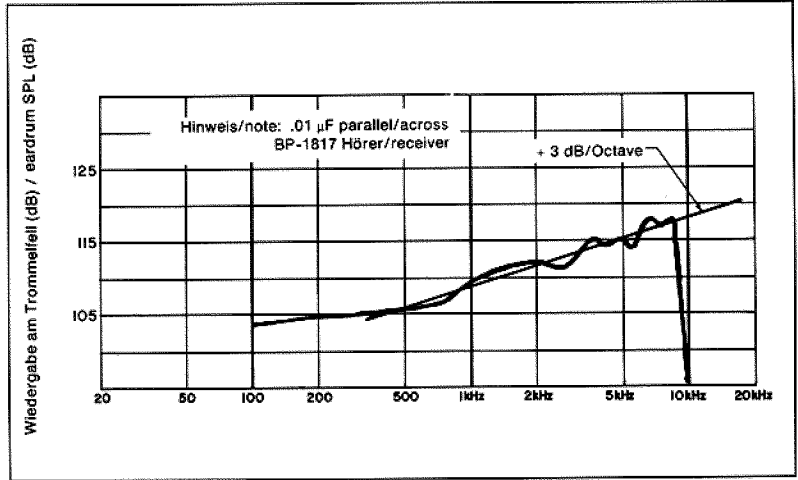
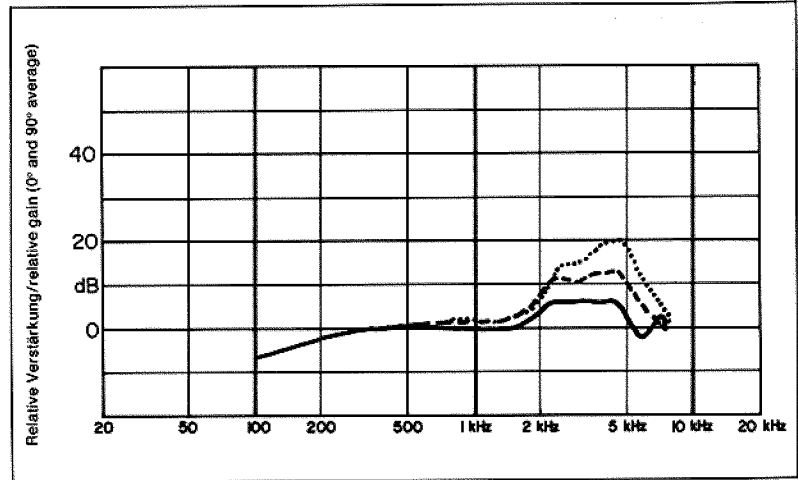


Abb. 16 Wirksame akustische Wiedergabekurve eines labormäßig aufgebauten Hörgerätes mit Ohrpaßstück (Typ 6K-Serie)

Fig. 16 Insertion gain (KEMAR) of experimental hearing aid with 6K-series earmolds



stisch einem massiven 6R12-Ohrpaßstück gleichwertig ist. Diese Konstruktion ist in Abb. 13 dargestellt.

Es gibt einige Gehörgänge, die so schmal sind, daß ein Ausbohren eines Loches von 4 mm Durchmesser am Ausgang des Ohrpaßstückes unmöglich ist. Da aber die meisten Ohrpaßstücke mit einer flexiblen Schalleitung von 1,9 mm Innendurchmesser (außen 3 mm und mehr) geliefert werden können, werden die Enden der Ohrpaßstücke auf 3 mm aufgebohrt werden können. Deshalb ist auch eine Bohrung von 3 mm Durchmesser in der Ohrpaßstücknachbildung des 2 cm<sup>3</sup>-Kupplers standardisiert worden [11]. Vergrößert man die letzten 10 mm eines solchen 3 mm-Loches

3 mm outside diameter of the 1.9 mm tubing. In this case, a section of # 9 tubing can be slipped over the 1.9 mm tubing and cemented into the appropriate bore in the earmold, forming the acoustical equivalent of a solid 6R12 earmold. This construction is illustrated in Fig. 13.

There may be a few earcanals so narrow that drilling a 4 mm hole in the tip of the earmold will not be possible. But since the vast majority of earmolds can be supplied with 1.9 mm (# 13) tubing extending to the tip of the earmold (tubing having an outside diameter of 3 mm or more), it seems evident that most earmolds will accommodate a 3 mm diameter hole. Indeed, a 3 mm hole has been

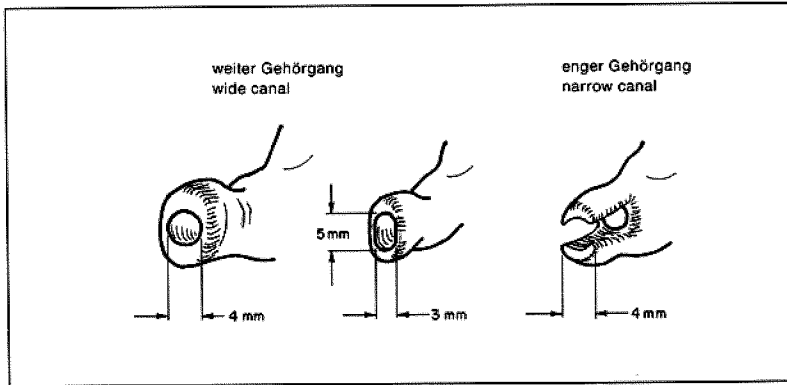


Abb. 17 Beispiele von Ausführungen der Ohrpaßstücke mit vergrößertem Ausgang

Fig. 17 Alternate large-bore earmold constructions

ovalförmig auf 5 mm, so entsteht ein längliches Loch mit der gleichen Querschnittsfläche wie ein 4 mm-Rundloch. Dann ist die Wiedergabekurve eines so geformten Ohrpaßstückes nicht von der des Ohrpaßstücktyps 6R12 zu unterscheiden. Ausführungen so geformter Ohrpaßstücke sind in Abb. 17 wiedergegeben.

Frühere Versuche in unserem Laboratorium zeigten, daß eine Ausführung des 6R12-Ohrpaßstückes mit einem einzigen Dämpfungselement praktikabel sein kann. Ein Element mit einem Widerstandswert von 1500 Ohm, das passend in einem 1,9 mm Rohr angebracht wird, erzeugt eine Wiedergabe, die noch hinreichend befriedigt, wenn sie auch nicht identisch mit der ist, die durch die vollständige Anordnung des Ohrpaßstückes 6R12 erzielt wird. (Die in Abb. 1 bis 4 gezeigten Kurven sind mit dieser einfachen Ausführung ausgestattet.)

Aber ein Nachteil einer Konstruktion mit einem einzigen Dämpfungselement ist der, daß der Ort des Elements kritisch ist. Bereits kleine Verschiebungen der Position verursachen relativ große Änderungen der Wiedergabekurve. Indessen ist die Anordnung der Dämpfungselemente viel weniger kritisch mit einer 2-Dämpferkonstruktion.

### 3.2. Andere Ohrpaßstücke für Wiedergabe hoher Frequenzen

Wird eine wesentliche Reduktion der Wiedergabe bei Frequenzen unterhalb von 2 kHz gewünscht, benutzt man gelegentlich ein modifiziertes Ohrpaßstück (s. Abb. 14). Hierbei wird wiederum ein Stück Schlauch (Außendurchmesser 3 mm) genommen, der den Ohrpaßstückkanal auf 18 mm Länge bringt, um ein genügendes Anheben der Wiedergabekurve bei den hohen Frequenzen zu erzielen. Das Ergebnis ist in Abb. 14 aufgezeichnet.

Hat der Schwerhörnde einen weiten Gehörgang, ist eine Bohrung im Ausgangsbereich des Ohrpaßstückes bis 5 mm zulässig. So kann die Steigung der Wiedergabekurve bis auf 9 kHz ausgedehnt werden (s. Abb. 15). In diesem Fall war das Ohrpaßstück mit drei stufenförmigen Bohrungen versehen, die von seinem Ausgang aus gesehen die folgenden Abmessungen hatten: 5 mm

standardized for the earmold simulation portion of the 2 cm<sup>3</sup> IEC coupler [11]. If the last 10 mm of such a 3 mm hole is elongated to 5 mm (along the longest dimension of the earmold tip), forming an oblong hole with the same cross-sectional area as a 4 mm round hole will be formed, and the frequency response of the earmold will be indistinguishable from a normal 6R12 earmold. Alternate constructions are shown in Fig. 17.

Recent experiments in our laboratory indicate that a single-damper version of the 6R12 earmold may be practical. A single 1500 ohm damping element, properly located in the 1.9 mm tubing, allows a frequency response which – while not identical with that obtained with the two-damper 6R12 earmold – appears quite satisfactory. (The hearing aid responses shown at the beginning of this paper were obtained with a single-damper version of the 6R12.)

A disadvantage to the single-damper construction is that the location of the damper is critical; small changes in position may cause relatively large changes in the frequency response curve. The location of the damper elements is much less critical with the two-damper construction.

### 3.2. Other high-frequency earmolds

When a substantial reduction in hearing aid response below 2 kHz is desired, an "acoustic modifier" earmold (see Fig. 14) is sometimes used. Here, again, the use of a section of # 9 tubing to provide 18 mm between the end of the # 13 tubing and the "tip" of the earmold will provide a significant boost in high-frequency output. The effect of such a modification on a damped acoustic modifier earmold is shown in Fig. 14.

When the user has a large diameter ear canal, a 5 mm diameter near the tip of the earmold is permissible. Under those circumstances, a receiver response which rises steadily out to 9 kHz is possible, as shown in Fig. 15. This frequency response was obtained with an earmold containing three successive steps in diameter following the 1.9 mm tubing: a 6 mm length of 3 mm diameter, a 4 mm length of a 4 mm diameter, and a 5 mm length of a 5 mm diameter.



Durchmesser und 3 mm lang, 4 mm Durchmesser und 4 mm lang, 3 mm Durchmesser und 6 mm lang.

Schließlich ist es interessant, die Hörgeräte zu betrachten, die speziell dazu entworfen worden sind, die Modifikationen der Ohrpaßstücke für die Wiedergabe der hohen Frequenzen vorteilhaft einzusetzen. Abb. 16 illustriert solche Möglichkeiten. Das Hörgerät wurde so gestaltet, daß eine Wiedergabebetonung von 5 dB im Frequenzbereich von 2 kHz bis 4 kHz zustande kommt, wenn ein Dämpfungselement mit einem etwas zu großen Widerstand benutzt wurde (ausgezogene Kurve). Wird nur die Kanalordnung des Ohrpaßstückes geändert, ist eine fortschreitend angehobene Wiedergabe bis zu einer Betonung von 20 dB bei den hohen Frequenzen möglich.

Lastly, it is interesting to consider the possibility of hearing aids specifically designed to take advantage of earmold modifications to control their high-frequency response. Fig. 16 illustrates this possibility. This experimental hearing aid was designed to provide a smooth response – with an approximately 5 dB boost in the 2–4 kHz region – when used with a slightly overdamped earmold (solid curve). By changing earmold construction (only), a progressive change in response to a 20 dB boost at high frequencies is possible.

## Literatur/References

- [1] *Zwislocky, J. J.*: An Earlike Coupler for Earphone Calibration. Report LSC-S-9 (1971), Laboratory for Sensory Communication, Syracuse University, Syracuse, N. Y.
- [2] *Burkhard, M. D.*, and *Sachs, R. M.*: Anthropometric Manikin for Acoustic Research. *J. Acoust. Soc. Am.* 58 (1975), 214–222. (See also the Burkhard article: KEMAR: A Manikin for Hearing Aid Tests. *Zts. f. Hörger.-Ak./J. Audiol. Tech.* 16 (1977), 102–113).
- [3] *Dalsgaard, S. C.*, and *Jensen, O. D.*: Measurement of the Insertion Gain of Hearing Aids. *Zts. f. Hörger.-Ak./J. Audiol. Tech.* 15 (1976), 170–183.
- [4] *Knowles, H. S.*: Notes for the First HAIC Workshop. Allerton Estate, University of Illinois (1959, unpublished).
- [5] Knowles Electronics (1955). Receiver Model AR-1375.
- [6] *Knowles, H. S.*: Application Notes on 'AR' Series Receiver. Knowles Electronics Engineering Bulletin # ER-101 (1955).
- [7] *Carlson, E. V.*: Smoothing the Hearing Aid Frequency Response. *J. Audio Eng. Soc.* 22 (1974), 426–429.
- [8] *Lybarger, S. F.*: Earmolds. Chapter 32 in *Handbook of Clinical Audiology*, J. Katz, Ed (1972), (Williams & Wilkins, Baltimore).
- [9] *Killion, M. C.*: Earmold Plumbing for Wideband Hearing Aids and Experimental Wideband Hearing Aid. *J. Acoust. Soc. Am.* 59 (1976), S62 (A).
- [10] *Carlson, E. V.*, and *Mostardo, A. F.*: Damping Element (1976). U. S. Patent # 3,930,560.
- [11] IEC-Publication 126: IEC Reference Coupler for the Measurement of Hearing Aids. Bureau Centr. de la Comm. Electro Techn. Int. (1973), Genève, Suisse.

## Vitae autorum



*Hugh S. Knowles*, geb. 1904, Diplom (Physik, Mathematik) der Columbia Universität 1928. Studien zur Vorbereitung der Promotion an der Universität Chicago bis 1934. Lehrauftrag für Physik an der Universität Chicago 1935 bis 1936. Direktor der Abteilung für Forschung und Technik der Jensen Mfg. Co. von 1930–50. Direktor der Forschungsabteilung der Industrial Research Products seit 1946 und seit 1954 Präsident der Knowles Electronics, Franklin Park, Illinois, USA. Ehemaliger Vorsitzender der US-Delegation von ISO TC43 und IEC TC29. Ehrenmitglied und ehemaliger Präsident der AES (Audio Engineering Society), ehemaliger Präsident der Acous. Soc. of Am. (Acoustical Society of America) sowie der IEEE und der ASSP Soc. (Acoustical Speech and Signal Processing Society); er wurde außerdem in die National Academy of Engineering berufen.

*Hugh S. Knowles*, born in 1904, took a degree in physics and mathematics at the Columbia University in 1928. Preparatory studies until 1934 for this graduation at the University of Chicago. From 1935 to 1936, lecturer for physics at the University of Chicago. From 1930 to 1950, director of the Research and Engineering Division of the Jensen Mfg. Co. Since 1946, director of the Industrial Research Products Division and since 1954, president of Knowles Electronics, Franklin Park, Illinois, USA. Former chairman of the US delegation of ISO TC43 and IEC TC29. Past president of the Acous. Soc. of Am. (Acoustical Society of America), honorary member and past president of the AES (Audio Engineering Society), past pres. of the IEEE and ASSP Soc. (Acoustical Speech and Signal Processing Society); elected to National Academy of Engineering.



*Mead C. Killion*, geb. 1939 in den USA, erhielt 1961 seinen A. B. in Mathematik vom Wabash College, und 1970 erwarb er seinen M. S. in Mathematik am Illinois Institute of Technology. Zur Zeit bereitet er sich auf den Erwerb des Doktorgrades in Audiologie an der Northwestern University vor. *Killion* ist leitender Ingenieur bei der Industrial Research Products Inc. Er trat 1962 in diese Firma ein und arbeitet seitdem an der Konstruktion von elektroakustischen Wandlern und Instrumenten; er ist Mitinhaber von mehreren Patenten auf dem Gebiet der Miniatur-Wandler.

*Mead C. Killion* was born in 1939 (in USA), received the A. B. degree in mathematics from Wabash College in 1961 and the M. S. degree in mathematics from Illinois Institute of Technology in 1970. He is currently completing a Ph. D. in audiology at Northwestern University. Mr. *Killion* is a senior engineer at Industrial Research Products, Inc. Since joining that firm in 1962, he has been involved in the design of electroacoustical transducers and instrumentation, and is coauthor of several patents in the miniature transducer field.